

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 06-114030

(43)Date of publication of application : 26.04.1994

(51)Int.Cl.

A61B 5/055
G01R 33/48

(21)Application number : 04-286807

(71)Applicant : SHIMADZU CORP

(22)Date of filing : 30.09.1992

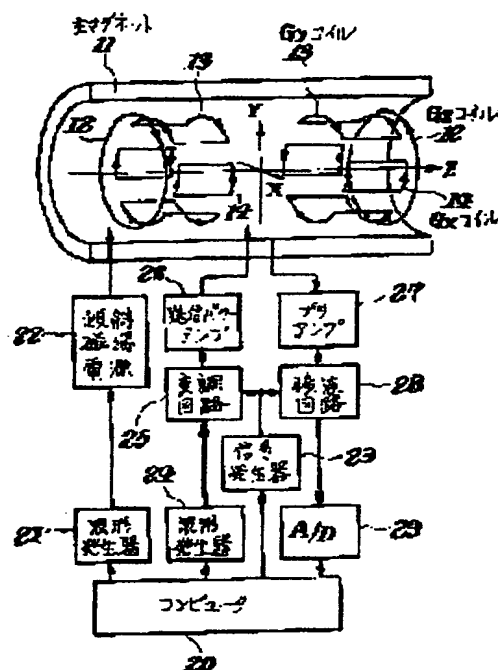
(72)Inventor : SHIMIZU KIMIHARU

(54) MR IMAGING DEVICE

(57)Abstract:

PURPOSE: To obtain a continuous image effectively high in time resolving power while avoiding the artifact at the time of the movement of a subject by collecting the data of respective phase encode quantities so that the collecting time interval of a low frequency component is made shorter than that of a high frequency component.

CONSTITUTION: A transmitting antenna and a receiving antenna are attached to a subject and an excited RF pulse is supplied to the transmitting antenna from a transmission power amplifier 26 and the NMR signal received by the receiving antenna is sent to a detection circuit 28 through a preamplifier 27 and the signal from a signal generator 23 is detected in phase as a reference signal and converted to digital data by an A/D converter 29 to be taken in a computer 20. When dynamic imaging is performed under the control of the computer 20, the time interval of the collection of the data of respective phase encode quantities is made short with respect to a low frequency component and made long with respect to a high frequency component.



(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-114030

(43)公開日 平成6年(1994)4月28日

(51)Int.Cl. ⁹	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/055				
G 0 1 R 33/48				
		8932-4C	A 6 1 B 5/ 05	3 4 2
		8932-4C		3 4 1
		9219-2 J	G 0 1 N 24/ 08	Y
審査請求 未請求 請求項の数1(全 5 頁)				

(21)出願番号 特願平4-286807

(22)出願日 平成4年(1992)9月30日

(71)出願人 000001993

株式会社島津製作所

京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

(72)発明者 清水 公治

京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地株

式会社島津製作所三条工場内

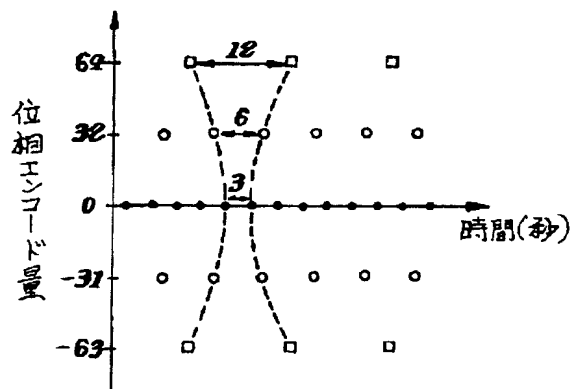
(74)代理人 弁理士 佐藤 祐介

(54)【発明の名称】 MRイメージング装置

(57)【要約】

【目的】 時間的に連続して多数枚の画像を得るダイナミック撮像において、画質の問題を回避しつつ時間分解能を高める。

【構成】 ダイナミック撮像において、各位相エンコード量についてのデータ採取の時間間隔を、低周波成分ほど短くし、高周波成分ほど長くする。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体に高周波励起パルス照射する手段と、スライス選択用傾斜磁場パルスを印加する手段と、位相エンコード用傾斜磁場パルスを印加する手段と、リードアウト用傾斜磁場パルスを印加する手段と、位相エンコード量が画像マトリクスサイズに対応して変化するように位相エンコード用傾斜磁場パルス波形を制御しながらパルスシーケンスを繰り返して、画像の複数枚分のパルスシーケンスを行ない、画像の低周波成分に対応する位相エンコード量のパルスシーケンスを行なう時間間隔よりも高周波成分に対応する位相エンコード量のパルスシーケンスを行なう時間間隔が大きくなるよう制御する制御手段とを有することを特徴とするMRイメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】この発明は、核磁気共鳴（NMR）を利用してイメージングを行なうMRイメージング装置に関し、とくにダイナミック撮像を行なうMRイメージング装置に関する。

【0002】

【従来の技術】MRイメージング装置では、1枚の画像を得るために、画像マトリクスサイズに対応した数だけパルスシーケンスを繰り返す必要がある。すなわち、位相エンコード量を画像マトリクスサイズに対応する数だけ変化させ、その1つずつの位相エンコード量についてパルスシーケンスを行なってデータを採取する。

【0003】通常のグラジエントエコー法のパルスシーケンスでは、図4に示すように、まず、被検体の核スピンの磁化を角度 α 倒すRFパルスを被検体に照射し、それと同時にスライス選択用の G_z パルス1を印加し、Z軸に直角なスライス面を選択励起する。つぎにこの傾斜磁場 G_z についてのリワインドパルス2を与えて乱れた位相を戻す。位相エンコード用パルス3としては G_y パルスを用いる。そしてリードアウト用の G_x パルス4、5を加えてエコー信号Eを発生させる。するとこのエコー信号EにはX方向の位置情報が周波数エンコードされ、Y方向の位置情報が位相エンコードされる。そこで、この位相エンコード量が画像マトリクスサイズに対応する数だけ変化するように、 G_y パルス3の波形を変化させ、その各波形ごとに上記の励起-エコー発生のパルスシーケンスを繰り返し、各エコー信号Eから収集したデータを2次元フーリエ変換することにより、X-Y面の画像つまり選択励起したスライス面の画像を得る。

【0004】このようなMRイメージング装置において、従来より、同一スライス面についての撮像をつぎつぎに行なって多数の画像を得て、その時間的な変化を捉える、いわゆるダイナミック撮像が行なわれている。すなわち、組織の性状診断においては、造影剤を用いたダイナミックスタディが行なわれ、脳血流量評価において

2

も造影剤のボース急速静注のMRパフュージョンスタディが行なわれている。図5はパフュージョンスタディにおける脳組織の信号強度変化を示すもので、少なくとも5秒以下、好ましくは1秒の間隔で1枚ずつの画像を連続的に反復撮像する必要がある。

【0005】しかし、回復時間の制約や、信号対雑音比、コントラスト等の問題から撮像パラメータの短縮は制限され、1つの位相エンコード量についてのパルスシーケンスの繰り返し時間の短縮には限界がある。そこで、従来では、図6に示すように、ダイナミック撮像における時間分解能を向上させるため、画像の高周波成分に対応した位相エンコード量については最初の1枚分の撮像シーケンスでのみデータ採取し、それ以降の画像についての撮像シーケンスでは低周波成分に対応した位相エンコード量のパルスシーケンスしか行なわないことにより2枚目以降の各画像についての撮像時間を短縮している。

【0006】すなわち、この例では、位相エンコード量を128通りとし、最初の1枚目の画像についての撮像では、128のすべての位相エンコード量についてのパルスシーケンスを行なってデータを収集して6秒かかっているが、2枚目以降では、低周波成分の64の位相エンコード量についてしかデータ採取を行わず、そのためパルスシーケンスの繰り返し回数が半減するので3秒に短縮され、2枚目以降では3秒ごとに画像が得られることになる。

【0007】また、従来では、図7のように、各1枚ずつの画像に関する撮像シーケンスは128のすべての位相エンコード量のパルスシーケンスを行ないながら複数枚の画像についてのデータを6秒ごとに連続的に収集するが、画像再構成は、T1の期間（時刻0～6秒の間）のデータ、期間T1と一部重なる期間T2（時刻3～9秒の間）のデータ、期間T2と一部重なる期間T3（時刻6～12秒）のデータ、期間T3と一部重なる期間T4（時刻9～15秒）のデータ等を用いることにより行なうことで、時間分解能を高めた複数枚の画像を得ることも行なわれている。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来の図6や図7のようなデータ収集方法をとるMRイメージング装置では、つぎのような問題がある。まず図6の場合、高周波成分は最初の1枚目の撮像でのみ採取し、この高周波成分のデータを2枚目以降の画像を再構成する際の高周波成分のデータとして代用するため、被検体が動いた場合のアーティファクトが顕著になる。

【0009】また、図7の場合には、再構成に用いるデータの選択を3秒ごととして3秒ごとの画像を得ることにより画像の時間分解能を高くしているが、画像コントラストを決定する低周波成分のデータは1枚ずつに要する6秒の撮像時間間隔で採取されたものであるため、実

効的には6秒間隔でしか画像が得られていず、無効である。

【0010】この発明は、上記に鑑み、被検体が動いたときのアーティファクト等の画質の問題はなるべく回避しつつ実効的に時間分解能の高い連続画像を得ることができるように改善した、MRイメージング装置を提供することを目的とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】上記の目的を達成するため、この発明によるMRイメージング装置では、多数枚の画像に関するデータを連続的に得ていくとき、各位相エンコード量のデータ採取は、低周波成分ほど採取時間間隔を短くし、高周波成分ほど採取時間間隔を長くすることが特徴となっている。

【0012】

【作用】画像の低周波成分に対応する位相エンコード量のデータは画像のコントラストを決定し、画像の高周波成分に対応する位相エンコード量のデータは画像の輪郭を決定する。そこで、低周波成分に対応する位相エンコード量のデータを短い時間間隔で採取することにより、画像コントラストについては高い時間分解能が得られ、実効的に画像の時間分解能を高めることができる。また、高周波成分に対応する位相エンコード量のデータは比較的長い時間間隔ではあるが、順次採取するため、被検体が動いたときのアーティファクトはそれほどのものとはならない。また被検体が動かなければ画像の輪郭は変化しないので、高周波成分のデータの採取時間間隔が長いことは、なんらの問題とならない。

【0013】

【実施例】以下、この発明の好ましい一実施例について図面を参照しながら詳細に説明する。図1はこの発明の一実施例にかかるMRイメージング装置の構成を示すブロック図である。この図1において、主マグネット11中にはGzコイル12、Gyコイル13、Gxコイル14が配置されており、これらに矢印に示すように電流を流すことによって、X、Y、Zの3方向の傾斜磁場Gx、Gy、Gzが発生させられる。なお、主マグネット11は磁束がZ方向に向いている静磁場を発生するものである。これらGzコイル12、Gyコイル13、Gxコイル14には傾斜磁場電源22より電流が流される。それらの電流波形は波形発生器21により与えられる。

【0014】静磁場および傾斜磁場が印加される空間中に図示しない被検体(患者)が挿入され、その被検体に図示しない送信アンテナと受信アンテナとが取り付けられる。送信アンテナには送信パワーアンプ26から励起RFパルスが供給される。この励起RFパルスは、変調回路25において、信号発生器23からのRF信号を波形発生器24からの信号で変調したものである。受信アンテナで受信されたNMR信号はプリアンプ27を通過して検波回路28に送られ、信号発生器23からの信号を

参照信号として位相検波され、さらにA/D変換器29でサンプリングされデジタルデータに変換されてコンピュータ20に取り込まれる。

【0015】コンピュータ20は、このデータを2次元フーリエ変換することにより画像再構成してMR画像を得る。また、コンピュータ20は波形発生器21から発生する各傾斜磁場の波形とそのタイミングとをコントロールするとともに、波形発生器24からのRFパルス波形とそのタイミングとをコントロールし、さらに信号発生器23を制御してRFパルスの周波数を共鳴周波数に一致させることにより、図4に示されたパルスシーケンスなどが行なわれるようにする。

【0016】このように構成されたMRイメージング装置において、コンピュータ20の制御の下で、ダイナミック撮像が行なわれる。このダイナミック撮像では、各位相エンコード量でのデータ採取(各位相エンコード量のパルスシーケンス)の時間間隔は図2に示すように低周波成分ほど短くされ、高周波成分ほど長くされている。すなわち、位相エンコード量が0付近では3秒間隔でデータ採取し、位相エンコード量が32、-31付近では6秒間隔、位相エンコード量64、-63付近では12秒間隔でデータ採取している。

【0017】そして、位相エンコード量を図3のように、低周波分b1、中間周波分b2、高周波分b3と3つに分けたとき、低周波分b1については全撮像時間の半分を配分し、中間周波分b2、高周波分b3についてはそれぞれ全撮像時間の1/4ずつを配分する。

【0018】この場合、画像コントラストを決定する低周波成分のデータを得る位相エンコード量のパルスシーケンスは3秒間隔で行なって、時間分解能の高いデータを得る一方で、高周波成分については12秒間隔でデータ採取している。高周波成分のデータは比較的長い間隔であるが、周期的に採取しているので、被検体が動いたときのアーティファクトはそれほどのものとはならない。また、短時間のうちに組織の信号強度が変化する対象について、画像コントラストを決めるのは低周波成分であり、それは比較的短時間の時間間隔でデータ採取するので、高周波成分の時間間隔が長くなっても、信号強度変化の判断には支障がない。

【0019】なお、この実施例では、位相エンコード量を3つに分け、その各々でデータ採取時間間隔及び時間配分を変えているが、さらに多数に分けてもよい。その場合、時間配分は1/2、1/4、1/8、1/16、…と等比級数的に行なうことが考えられるし、他の非均等配分法によってもよい。さらに位相エンコード量に応じて連続的にデータ採取時間間隔及び時間配分を変えることもできる。

【0020】さらに、ハーフエンコード法などの他の位相エンコード数の減少法と組み合わせて撮像時間を短縮することも可能である。

【0021】

【発明の効果】以上説明したように、この発明のMRイメージング装置によれば、低周波成分に対応する位相エンコード量のデータは短い時間間隔で採取するので、画像コントラストについては高い時間分解能が得られ、実効的に画像の時間分解能を高めることができる。そのため、画像の時間的な変化を時間分解能高く捉えることができ、診断効果を向上させることができる。また、高周波成分に対応する位相エンコード量のデータは比較的長い時間間隔ではあるが、順次採取するため、被検体が動いたときのアーティファクトは軽減できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の一実施例にかかるMRイメージング装置のブロック図。

【図2】同実施例の各位相エンコード量についてのデータ採取間隔を示すタイムチャート。

【図3】同実施例における各位相エンコード量についての時間配分を示すグラフ。

【図4】通常の撮像シーケンスを示すタイムチャート。

【図5】脳組織の信号強度変化を示すタイムチャート。

【図6】従来例における各位相エンコード量のデータ採取時刻を示すタイムチャート。

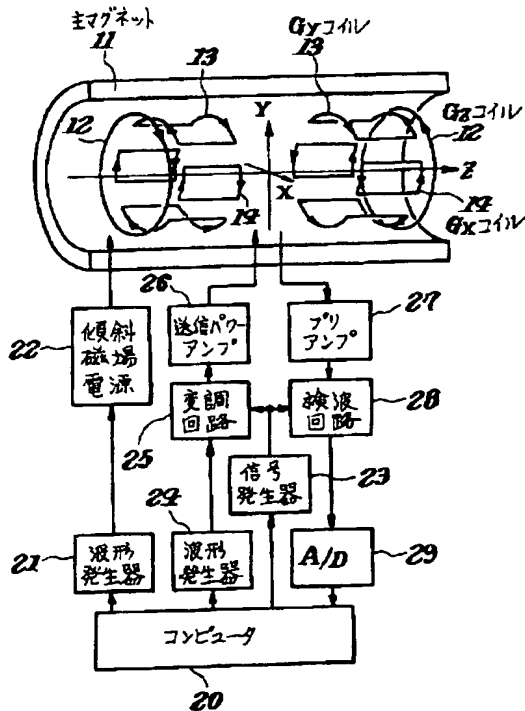
*

*【図7】他の従来例における各位相エンコード量のデータ採取時刻を示すタイムチャート。

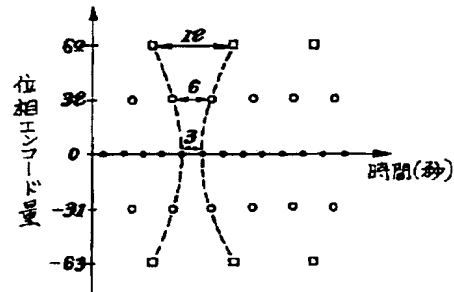
【符号の説明】

- | | |
|----------|-----------------|
| 1 | スライス選択用傾斜磁場パルス |
| 2 | リワインド用傾斜磁場パルス |
| 3 | 位相エンコード用傾斜磁場パルス |
| 4、5 | リードアウト用傾斜磁場パルス |
| α | 励起パルス |
| E | エコー信号 |
| 11 | 主マグネット |
| 12～14 | 傾斜磁場発生用コイル |
| 20 | コンピュータ |
| 21 | 傾斜磁場用波形発生器 |
| 22 | 傾斜磁場電源 |
| 23 | 信号発生器 |
| 24 | RF励起用波形発生器 |
| 25 | 変調回路 |
| 26 | 送信パワーアンプ |
| 27 | プリアンプ |
| 28 | 検波回路 |
| 29 | A/D変換器 |

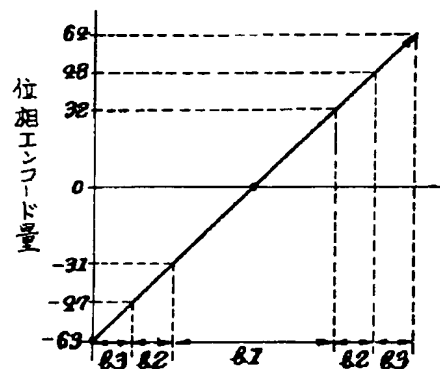
【図1】



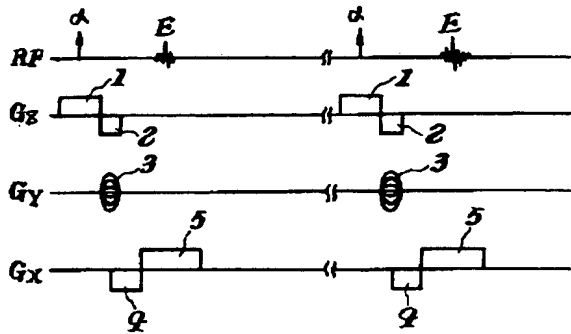
【図2】



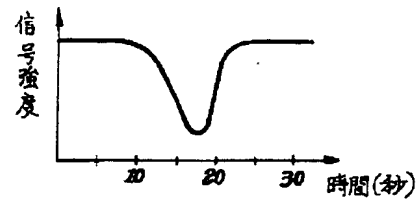
【図3】



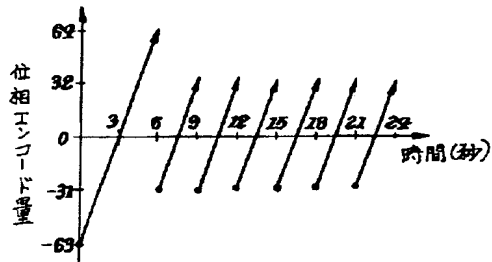
【図4】



【図5】



【図6】



【図7】

